



IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE  
**SUBMISSION OF CERTIFIED COPY OF PRIORITY DOCUMENT**

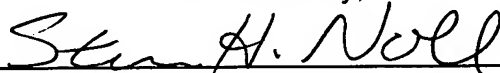
APPLICANTS: Volkmar HAMACHER et al. CONFIRMATION NO.: 8391  
SERIAL NO.: 10/692,231 GROUP ART UNIT: 2644  
FILED: October 23, 2003  
TITLE: "HEARING AID DEVICE, AND OPERATING AND  
ADJUSTMENT METHODS THEREFOR, WITH MICROPHONE  
DISPOSED OUTSIDE OF THE AUDITORY CANAL"

Commissioner for Patents  
P. O. Box 1450  
Alexandria, Virginia 22313-1450

S I R:

Applicants herewith submit a certified copy of German Application No. 102 49  
416.9, filed in the German Patent and Trademark Office on October 23, 2002, on  
which Applicants base their claim for convention priority under 35 U.S.C. §119.

Submitted by,

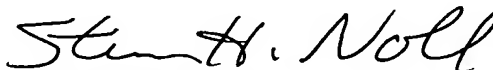


(Reg. 28,982)

SCHIFF, HARDIN LLP  
CUSTOMER NO. 26574  
Patent Department  
6600 Sears Tower  
233 South Wacker Drive  
Chicago, Illinois 60606  
Telephone: 312/258-5790  
Attorneys for Applicant.

**CERTIFICATE OF MAILING**

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United  
States Postal Service as First Class mail in an envelope addressed to:  
Commissioner for Patents, P. O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450 on March  
15, 2004.



STEVEN H. NOLL

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 102 49 416.9

**Anmeldetag:** 23. Oktober 2002

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

**Bezeichnung:** Verfahren zum Einstellen und zum Betrieb eines  
Hörhilfegerätes sowie Hörhilfegerät

**IPC:** A 61 B, H 04 R

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 20. Oktober 2003  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag

  
Wehnert

## Beschreibung

Verfahren zum Einstellen und zum Betrieb eines Hörhilfegerätes sowie Hörhilfegerät

5

Die Erfindung betrifft Verfahren zum Einstellen und zum Betrieb eines am Körper eines Probanden tragbaren Hörhilfegerätes mit einem bei getragenen Hörhilfegerät außerhalb der Gehörgänge des Probanden angeordneten Mikrofonssystem.

10

Ferner betrifft die Erfindung ein am Körper eines Probanden tragbares Hörhilfegerät mit einer Signalverarbeitungseinheit und einem bei getragenen Hörhilfegerät außerhalb der Gehörgänge des Probanden angeordneten Mikrofonssystem.

15

Befindet sich eine Person in einem natürlichen Schallfeld, so treffen Schalle aus verschiedenen Richtungen mit unterschiedlichen Pegeln, Laufzeiten und Frequenzgewichtungen auf die Trommelfelle beider Ohren. Die Fähigkeit der Person zur Lokalisation unterschiedlicher Signalquellen in dem Schallfeld beruht in der Horizontalebene im Wesentlichen auf der Entstehung von interauralen Pegel- und Laufzeitdifferenzen. Für die von der Schalleinfallrichtung abhängigen Pegel- und Laufzeitdifferenzen sind vor allem Kopfabschattungseffekte und die richtungsabhängige Übertragungscharakteristik der Außenohren verantwortlich. Die Elevationswahrnehmung (Lokalisationsfähigkeit in der vertikalen Richtung) beruht fast ausschließlich auf der elevationsabhängigen spektralen Färbung des Schallsignals durch die Außenohren.

30

Bei der Versorgung einer Person mit Hörhilfegeräten, deren Mikrofone außerhalb der Gehörgänge angebracht sind, z.B. hinter dem Ohr tragbare (HdO) Hörhilfegeräte, findet die spektrale Färbung durch die Außenohren nicht statt, so dass wichtige Richtungs- und Elevationsinformationen verloren gehen. Die Folge sind die bekannten Lokalisationsprobleme (z.B. Vorne-/Hintenverwechslung) von Schwerhörigen, die HdO-Hörhil-

35

fegeräte tragen. Die damit verbundene Störung der räumlichen akustischen Orientierung und damit der Klangqualität insgesamt tragen häufig zur Ablehnung der Hörhilfegeräte bei.

- 5 Zur Lösung dieses Problems können in dem Ohr tragbare (IdO) Hörhilfegeräte verwendet werden. Mit diesen lassen sich jedoch allenfalls kleine und mittlere Hörverluste ausgleichen. Außerdem sind sie in der Regel teurer als HdO-Hörhilfegeräte und neigen mehr zu störenden Rückkopplungen.
- 10 Um den Schalldruck zu ermitteln, den eine beliebige Signalquelle vor dem Trommelfell einer Person produziert, ist es ausreichend, die Impulsantwort zwischen der Quelle und dem Trommelfell zu kennen. Diese wird HRIR (Head Related Impulse
- 15 Response) genannt. Ihre Fourier-Transformierte nennt man HRTF (Head Related Transfer Function). Die HRTF umfasst alle physikalischen Kenngrößen zur Lokalisation einer Signalquelle. Sind die HRTFs für das linke und das rechte Ohr bekannt, lassen sich auch binaurale Signale von einer akustischen Quelle
- 20 synthetisieren.
- In nachhallfreier Umgebung ist die HRTF eine Funktion von vier Variablen: den drei Raum-Koordinaten (bezogen auf den Kopf) und der Frequenz. Zur Bestimmung der HRTFs werden zu-
- meist Messungen an einem Kunstkopf, z.B. dem KEMAR (Knowles Electronics Mannequin for Acoustical Research), durchgeführt. Ein Überblick über die Bestimmung von HRTFs ist z.B. aus
- Yang, Wonyoung, "Overview of the Head-Related Transfer Functions (HRTFs)", ACS 498B Audio Engineering, The Pennsylvania
- 30 State University, July 2001, bekannt.
- Aus dem Bereich der Kunstkopftechnik ist bekannt, dass sich die richtungsabhängigen Übertragungsfunktionen des Kopfes und des Außenohres durch Mehrmikrofonanordnungen im Freifeld mit
- 35 geeigneten nachgeschalteten Filtern relativ genau nachbilden lassen (z.B. Podlaszewski, Mellert: "Lokalisationsversuche für virtuelle Realität mit einer 6-Mikrofonanordnung", DAGA

2001). Die Filter werden dabei mit speziellen Optimierungs-  
verfahren so entworfen, dass die Summe der gefilterten Mikro-  
fonsignale (typischerweise 3 pro Seite) für beliebige Raum-  
richtungen mit einer gewissen Fehlertoleranz dem Schallsignal  
5 entspricht, das in der gleichen Situation bei einem Kunstkopf  
im Ohrkanal gemessen würde.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, die Fähigkeit zur  
Lokalisation einer Signalquelle eines mit wenigstens einem  
10 Hörhilfegerät versorgten Probanden zu verbessern.

Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren zum Einstellen  
eines am Körper eines Probanden tragbaren Hörhilfegerätes mit  
einem bei getragenen Hörhilfegerät außerhalb der Gehörgänge  
15 des Probanden angeordneten Mikrofonssystem und einer Signal-  
verarbeitungseinheit, wobei ein Testobjekt mit einem von ei-  
ner externen Signalquelle ausgehenden akustischen Ausgangs-  
signal beschallt wird, wobei das zu dem Testobjekt übertra-  
gene akustische Ausgangssignal an einer Stelle des Testob-  
20 jekts empfangen wird, die einer Stelle des Probanden ent-  
spricht, an der bei getragenen Hörhilfegerät das Mikrofonsys-  
tem angeordnet ist, wobei das zu dem Testobjekt übertragene  
akustische Ausgangssignal in einem Gehörgang des Testobjekts  
empfangen wird, wobei anhand des empfangenen Signals eine  
5 Korrekturfunktion bestimmt wird, die angewendet auf das au-  
ßerhalb des Gehörgangs empfangene Signal dieses zumindest nä-  
herungsweise in ein Signal überführt, das dem in dem Gehör-  
gang empfangenen Signal entspricht, und wobei Filtermittel im  
Hörhilfegerät so eingestellt werden, dass diese Filterfunk-  
30 tion zumindest näherungsweise bei einem von dem Mikrofonsys-  
tem erzeugten Mikrofonsignal ausgeführt wird.

Ferner wird die Aufgabe gelöst durch ein Verfahren zum Be-  
trieb eines am Körper eines Probanden tragbaren Hörhilfegerä-  
35 tes mit einem bei getragenen Hörhilfegerät außerhalb der Ge-  
hörgänge des Probanden angeordneten Mikrofonssystem und einer  
Signalverarbeitungseinheit, wobei ein von einer externen Sig-

nalquelle ausgehendes akustisches Ausgangssignal von dem Mikrofonssystem als akustisches Eingangssignal aufgenommen und in wenigstens ein elektrisches Mikrofonsignal gewandelt wird, wobei ein Signalfehler bei dem elektrischen Mikrofonsignal oder einem daraus hervorgehenden elektrischen Signal, der durch die Aufnahme des akustischen Eingangssignals außerhalb des Gehörgangs gegenüber einem akustischen Eingangssignal, das dasselbe akustische Ausgangssignal ohne Versorgung durch ein Hörhilfegerät in einem Gehörgang des Probanden erzeugen würde, entsteht, in Abhängigkeit der Richtung, in der sich die Signalquelle relativ zum Kopf des Probanden befindet, zumindest teilweise korrigiert wird, und wobei das korrigierte elektrische Mikrofonsignal oder das korrigierte, aus dem Mikrofonsignal hervorgehende elektrische Signal weiterverarbeitet und in ein Hörhilfegeräte-Ausgangssignal gewandelt und dem Probanden zugeführt wird.

Darüber hinaus wird die Aufgabe gelöst durch ein am Körper eines Probanden tragbares Hörhilfegerät mit einer Signalverarbeitungseinheit und einem bei getragenen Hörhilfegerät außerhalb der Gehörgänge des Probanden angeordneten Mikrofonssystem durch das ein akustisches Eingangssignal, das aus einem von wenigstens einer externen Signalquelle ausgehenden akustischen Ausgangssignal hervorgeht, aufnehmbar und in wenigstens ein elektrisches Mikrofonsignal wandelbar ist, wobei das Hörhilfegerät Mittel zur Korrektur eines Signalfehlers, der bei dem elektrischen Mikrofonsignal oder einem daraus hervorgehenden Signal durch die Aufnahme des akustischen Eingangssignals außerhalb der Gehörgänge des Probanden gegenüber einem bei gleichem akustischem Ausgangssignal in einem Gehörgang des Probanden aufgenommenen akustischen Eingangssignal entsteht, umfasst.

Das Mikrofonssystem des Hörhilfegerätes gemäß der Erfindung besteht wenigstens aus einem Mikrofon. Vorzugsweise ist das Mikrofonssystem jedoch als Richtmikrofonsystem ausgebildet, das aus mehreren elektrisch miteinander verschalteten omnidi-

rektionalen Mikrofonen aufgebaut ist. Idealerweise müsste bei der Versorgung eines Schwerhörigen mit einem Hörhilfegerät die Schallaufnahme durch das Mikrofonssystem in dem Gehörgang direkt vor dem Trommelfell des zu versorgenden Ohres des Schwerhörigen erfolgen, da dann die Signalformung eines akustischen Signals durch den Kopf und das Außenohr mitberücksichtigt wäre. Dies ist in der Praxis jedoch allenfalls bedingt durch die Versorgung mit einem in dem Ohr tragbaren Hörhilfegerät möglich, wobei insbesondere bei vollständig im Gehörgang getragenen Hörhilfegeräten die Abweichung gegenüber einem idealen Mikrofon-Eingangssignal minimal ist. Je weiter die Schallaufnahme von dem Gehörgang entfernt erfolgt, desto größer wird die Abweichung gegenüber dem idealen Eingangssignal. Bereits bei hinter dem Ohr tragbaren (HdO-) Hörhilfegeräten wird bei der Schallaufnahme durch das Mikrofonssystem die Übertragungsfunktion des Außenohres bei herkömmlichen Hörhilfegeräten nicht berücksichtigt. Noch größer wird der Fehler bei am Rumpf getragenen Hörhilfegeräten, z.B. Taschen- oder Brust-Hörhilfegeräten. Bei diesen bleibt bislang auch die Abschattungswirkung des Kopfes unberücksichtigt bzw. kommt die Körperabschattung verfälschend hinzu.

Der Fehler bei der Aufnahme eines von einer Signalquelle ausgehenden akustischen Signals, der durch die nicht ideale Anordnung des Mikrofonsystems außerhalb der Gehörgänge eines Probanden entsteht, kann gemäß der Erfindung durch Messungen erfasst und nachfolgend zumindest teilweise kompensiert werden. Beispielsweise wird zur Messung des Fehlers einerseits die Übertragungsfunktion zwischen der externen Signalquelle und der Stelle am Körper, an der sich das Mikrofonssystem des Hörhilfegerätes befindet, und andererseits bei den gleichen äußeren Bedingungen (Ausgangssignal, Position der Signalquelle gegenüber dem Probanden) zwischen der externen Signalquelle und dem Gehörgang des Probanden, der mit dem Hörhilfegerät versorgt werden soll, ermittelt. So wird z.B. bei der beabsichtigten Versorgung eines Hörgeräteträgers mit einem HdO-Hörhilfegerät, bei dem das Mikrofonssystem am oberen Rand

der Ohrmuschel angeordnet ist, einerseits die Übertragungsfunktion zwischen der Signalquelle und dem Gehörgang und andererseits die Übertragungsfunktion zwischen der externen Signalquelle und der Stelle am oberen Rand des Außenohres bestimmt, an der bei getragenen HdO-Hörhilfegerät das Mikrofon des Hörhilfegerätes sitzt. Aus den so für jeweils unterschiedliche Stellen (im Beispiel an oberen Rand des Außenohres und in dem Gehörgang) gemessenen Übertragungsfunktionen und insbesondere aus der Differenz (in dB) dieser Übertragungsfunktionen lässt sich leicht das im Beispiel gesuchte Übertragungsverhalten des Außenohrs ermitteln. Diese Übertragungsfunktion beschreibt die Signalformung eines akustischen Signals durch das Außenohr, die bei einem herkömmlichen HdO-Hörhilfegerät nicht berücksichtigt wird.

Zur Durchführung der Messungen sind unterschiedliche Methoden wählbar. Einerseits lässt sich die Außenohr-Übertragungsfunktion an einem Kunstkopf, beispielsweise dem KEMAR, ermitteln. Hierzu werden hinter den Ohren des Kunstkopfes sowie in den Gehörgängen des Kunstkopfes Mikrofone angeordnet und der Kunstkopf mit einem von einer externen Signalquelle ausgehenden akustischen Signal beschallt. Aus den für unterschiedliche Frequenzen und unterschiedliche Positionen der Signalquelle gegenüber dem Kunstkopf am Kunstkopf von den Mikrofonen empfangenen Signalen kann so aus den Unterschieden zwischen den jeweils hinter einem Ohr und in dem zugehörigen Gehörgang gemessenen Signalen die Übertragungsfunktion der Außenohren in Abhängigkeit der Signalfrequenz und der Position der Signalquelle bestimmt werden. Es zeigt sich, dass mit zunehmender Entfernung der Signalquelle zum Kunstkopf die Kenntnis der genauen Position der Signalquelle, die insbesondere die Entfernung der Signalquelle zum Kunstkopf mit enthält, nicht erforderlich ist. Vielmehr lässt sich die Übertragungsfunktion in guter Näherung dadurch ermitteln, dass lediglich die relative Ausrichtung der Signalquelle gegenüber dem Kunstkopf und damit aus der Sicht des Kunstkopfes die Einfallrichtung des akustischen Signals betrachtet wird. Ist



die Übertragungsfunktion des Außenohres in Abhängigkeit der Frequenz und der Einfallrichtung bekannt, so lässt sich daraus eine Korrekturfunktion ableiten, die auf das Mikrofonsignal des außerhalb des Gehörgangs angeordneten Mikrofons anzuwenden ist, um daraus das gleiche Mikrofonsignal zu erzeugen, das in dem Gehörgang des betreffenden Ohres erzeugt würde.

Die gleiche Vorgehensweise lässt sich auch auf andere Tragepositionen eines Hörhilfegerätes übertragen, z.B. im Schulterbereich oder an der Kleidung. In diesen Fällen ist dann allerdings zusätzlich auch die relative Ausrichtung des Mikrofonsystems des Hörhilfegerätes gegenüber dem Kopf zu berücksichtigen.

Neben Messungen an einem Kunstkopf können auf gleiche Weise auch Messungen an einem oder einer Anzahl an Probanden durchgeführt werden. Durch die Wahl der Probanden lässt sich eine bessere Übereinstimmung mit einem mit einem Hörhilfegerät zu versorgenden Schwerhörigen erreichen, als dies durch Messungen an einem Kunstkopf möglich wäre. Die besten Ergebnisse erhält man allerdings, wenn die Messungen direkt an dem mit einem Hörhilfegerät zu versorgenden Probanden durchgeführt werden.

Eine weitere Verbesserung des Signalübertragungsverhaltens eines Hörhilfegerätes wird dadurch erreicht, dass die Messungen direkt mit dem Hörhilfegerät, oder zumindest einem baugleichen Hörhilfegerät, durchgeführt werden, mit dem der Proband versorgt werden soll. Dann können bei der Fehlerkorrektur des von dem Mikrofonsystem erzeugten Mikrofonsignals auch die internen Signalübertragungseigenschaften des Mikrofonsystems, ja sogar das Signalübertragungsverhalten des Hörhilfegerätes insgesamt, z.B. die Frequenzgänge einzelner Mikrofone des Mikrofonsystems oder des Hörers, mit berücksichtigt und zumindest teilweise korrigiert werden. Durch eine Vielzahl von Messungen lassen sich die in den Mikrofonsignalpfaden des Mikrofonsystems vorhandenen Filtermittel derart optimieren,

dass für jede Einfallsrichtung und Frequenz eines Eingangssignals das von dem Mikrofonssystem erzeugte Mikrofonsignal gut mit einem in der gleichen Umgebungssituation in einem Gehörgang des Probanden von einem Testmikrofon erzeugten Mikrofonsignal zumindest näherungsweise übereinstimmt. Vorzugsweise erfolgt auch hierbei eine Optimierung unter Einbeziehung einer Vielzahl unterschiedlicher Ausrichtungen der Signalquelle gegenüber dem Kopf des Probanden sowie für eine Vielzahl unterschiedlicher Ausgangssignale. Dabei kann die gesuchte Übertragungsfunktion für eine bestimmte Messung, charakterisiert durch die Position der Signalquelle gegenüber dem Kopf des Probanden und die Signalfrequenz des Schallsignals, exakt bestimmt werden. Durch eine Vielzahl unterschiedlicher Messungen lässt sich die zur Fehlerkorrektur notwendige Übertragungsfunktion der Filtermittel in Abhängigkeit der Position und der Frequenz durch bekannte Optimierungsverfahren optimieren.

Ist die Signalübertragungsfunktion zwischen einem Punkt, an dem das Mikrofonssystem eines Hörhilfegerätes platziert werden soll, und einem Punkt in dem Gehörgang eines mit dem Hörhilfegerät zu versorgenden Probanden zumindest näherungsweise bekannt, so kann diese Information auf unterschiedliche Weise zur Signalverarbeitung in dem Hörhilfegerät verwendet werden. So sieht eine Ausführungsform der Erfindung vor, dass das Mikrofonssystem des Hörhilfegerätes mehrere Mikrofone umfasst. Für die einzelnen Messungen bezüglich unterschiedlicher Ausgangssituationen (unterschiedliche Frequenzen des Ausgangssignals und/oder unterschiedliche Position der externen Signalquelle gegenüber dem Kopf des Probanden) lassen sich dann Einstellungen für in den Mikrofonsignalpfaden angeordnete Filtermittel angeben, die den Fehler durch die nicht optimale Platzierung der Mikrofone außerhalb der Gehörgänge ausgleichen. Ein Mikrofonsignal, das in der gleichen Ausgangssituation von einem in dem Gehörgang angeordneten Mikrofon erzeugt worden wäre, entsteht somit aus der Gesamtheit der von den

einzelnen Mikrofonen des Mikrofonsystems erzeugten und gefilterten Mikrofonsignale.

- Für unterschiedliche Ausgangssituationen erhält man in der Regel unterschiedliche Filterfunktionen. Mittels bekannter mathematischer Optimierungsverfahren können jedoch Filterfunktionen errechnet werden, bei denen die Abhängigkeit von der Position der Signalquelle gegenüber dem Probanden entfällt und bei denen der dadurch entstehende Fehler, z.B. über alle erfassten Ausgangssituationen gemittelt, minimiert ist. Das Ergebnis dieser Optimierung wird dabei umso besser, je mehr Messungen vorliegen und je mehr Mikrofone das Mikrofonsystem umfasst.
- 15 Eine andere Ausführungsform der Erfindung sieht vor, während des Betriebes des Hörhilfegerätes Informationen über die Ausrichtung des Kopfes relativ zu einer Signalquelle, von der ein akustisches Ausgangssignal ausgeht, zu gewinnen. Umfasst ein Hörhilfegerät beispielsweise ein Richtmikrofonsystem mit mehreren unterschiedlichen Vorzugs-Empfangsrichtungen, so kann diese Information durch einen einfachen Pegelvergleich der von den unterschiedlichen Richtmikrofonen erzeugten Mikrofonsignale direkt mit Hilfe des Mikrofonsystem gewonnen werden. Ist jedoch die Einfallsrichtung des akustischen Signals gegenüber dem Kopf des Probanden bekannt, so ist auf das gewonnene Mikrofonsignal lediglich die zuvor für diese Einfallrichtung bestimmte Korrekturfunktion anzuwenden, damit das Mikrofonsignal zumindest näherungsweise mit einem Mikrofonsignal übereinstimmt, das in der gleichen Situation durch ein in dem Gehörgang des Probanden angeordnetes Mikrofon entstanden wäre. Bemerkenswert dabei ist, dass es nicht erforderlich ist, die Signalquelle relativ zum Kopf des Probanden exakt zu lokalisieren, sondern dass in der Praxis die Kenntnis der Richtung, in der sich die Signalquelle relativ zum Kopf befindet, genügt. Der dadurch entstehende Fehler ist für Entfernungen der Signalquelle zum Kopf von mehr als einen halben Meter unerheblich und daher in der Regel zu vernach-

lässigen. Zur Lokalisation einer Signalquelle in der horizontalen Ebene ist es daher lediglich erforderlich, den Winkel, den die Verbindungslinie zwischen der Signalquelle und dem Kopf mit der Geradeaus-Blickrichtung des Probanden in dieser Ebene einschließt, zu bestimmen. Die Übertragungsfunktion eines Korrekturfilters ist dann nur noch von einer Raum-Variablen, nämlich dieser Einfallsrichtung, abhängig. Soll zusätzlich die Lokalisation der Signalquelle in vertikaler Richtung möglich sein, so ist auch diese Ausrichtung der Signalquelle relativ zum Kopf des Probanden zu erfassen und durch eine geeignete Filterfunktion, die auch von dieser Variablen abhängig ist, zu korrigieren. Der Vorteil dieser Ausführungsform liegt darin begründet, dass durch die Lokalisation der Signalquelle die Filtermittel zur Korrektur des durch die nicht ideale Position des Mikrofonsystems außerhalb des Gehörgangs hervorgerufenen Signalfehlers sehr genau durchgeführt werden kann. Nachteilig ist allerdings die Notwendigkeit, die Signalquelle möglichst exakt zu lokalisieren und der damit verbundene, hohe Rechenaufwand.

Bei einer anderen Ausführungsform der Erfindung umfasst das Mikrofonsystem mehrere Richtmikrofone, wobei sich die Filter zur Fehlerkorrektur in den Signalpfaden der Richtmikrofone befinden. Dabei ist jedes Filter bezüglich der Vorzugs-Empfangsrichtung des Richtmikrofons, in dessen Signalpfad es angeordnet ist, optimiert. Die Filterfunktion eines einzelnen Filters ergibt sich aus der Kenntnis der Signalübertragungsfunktion des von der Signalquelle abgegebenen akustischen Signals zwischen der Position, an der sich das Richtmikrofon befindet, und einer Position im Gehörgang des Probanden bei einer Ausrichtung des betreffenden Richtmikrofons, bei der dieses genau auf die externe Signalquelle ausgerichtet ist. Auch diese Ausführungsform kann sowohl für eine Fehlerkorrektur lediglich in einer horizontalen Ebene oder aber im dreidimensionalen Raum ausgelegt sein. Für die horizontale Ebene sind wenigstens zwei, für den dreidimensionalen Raum wenigstens drei Richtmikrofone erforderlich. Die Fehlerkorrektur

wird umso besser, je mehr Richtmikrofone verwendet werden und je stärker deren Richtungsdi-  
pole ausgebildet sind. Insbesondere bei der Verwendung vieler Richtmikrofone können diesen statische Korrekturfilter nachgeschaltet werden. Diese werden  
5 einmal für die betreffende Vorzugs-Empfangsrichtung des zugehörigen Richtmikrofons eingestellt und dann während des Betriebs des Hörhilfegerätes nicht mehr verändert.

Ist ein Richtmikrofon aus mehreren elektrisch miteinander  
10 verschalteten omnidirektionalen Mikrofonen aufgebaut, so ist es leicht möglich, die Richtcharakteristik während des Betriebs des Hörhilfegerätes und insbesondere die Ausrichtung des Richtungsdi-  
pols zu verändern. Um auch diesem Umstand bei der Fehlerkorrektur Rechnung zu tragen, kann in gleichem Maße  
15 auch ein einem Richtmikrofon nachgeschaltetes Korrekturfilter in Abhängigkeit der Ausrichtung des Richtungsdi-  
pols einstellbar sein. Dies hat insbesondere den Vorteil, dass dann auch bei einem Mikrofonsystem mit wenigen Richtmikrofonen oder nur einem Richtmikrofon eine optimale Einstellung auf die akusti-  
20 sche Signalquelle erfolgen kann. Das dem Richtmikrofon nachgeschaltete Korrekturfilter wird dann vorteilhaft jeweils so eingestellt, dass im Hörhilfegerät die Übertragungsfunktion des Außenohrs für ein Schallsignal nachgebildet wird, das aus der Richtung kommt, in die das Richtmikrofon ausgerichtet  
5 ist.

Die bislang für eine akustische Signalquelle beschriebene Vorgehensweise kann analog auch bei einer Vielzahl akustischer Signalquellen angewandt werden. Insbesondere kann dabei  
30 eine Ausrichtung eines Richtmikrofons oder die Erfassung der Einfallsrichtung eines akustischen Signals für das stärkste von dem Mikrofonsystem empfangene Signal erfolgen. Die Fehlerkorrektur wird dann insbesondere für die damit verbundene Signalquelle optimiert. Ferner ist es auch möglich, die Fehlerkorrektur für Signale mit bestimmten Eigenschaften zu op-  
35 timieren, auch wenn ein derartiges Signal augenblicklich nicht das stärkste mit dem Mikrofonsystem aufgenommene Signal

ist. So kann beispielsweise die Korrektur für ein auf einen bestimmten Frequenzbereich begrenztes Signal oder ein als Sprachsignal erkanntes Signal optimiert sein.

- 5 Die Erfindung kann bei allen bekannten Hörhilfegeräte-Typen angewendet werden, bei denen die Signalaufnahme nicht direkt im Gehörgang erfolgt, beispielsweise bei hinter dem Ohr tragbaren Hörhilfegeräten, in der Concha tragbaren Hörhilfegeräten, Taschenhörhilfegeräten, implantierbaren Hörhilfegeräten oder Cochlea-Implantaten. Weiterhin kann das Hörhilfegerät gemäß der Erfindung auch Teil eines mehrere Geräte zur Versorgung eines Schwerhörigen umfassenden Hörgerätesystems sein, z.B. Teil eines Hörgerätesystems mit zwei am Kopf getragenen Hörhilfegeräten zur binauralen Versorgung oder Teil eines Hörgerätesystems, bestehend aus einem am Kopf tragbaren Gerät und einer am Körper tragbaren Prozessoreinheit.

Weitere Einzelheiten und Vorteile der Erfindung ergeben sich anhand der nachfolgenden Beschreibung von Ausführungsbeispielen. Es zeigen:

Figur 1 einen Probanden in einer Testumgebung,

Figur 2 die Ausrichtung einer Signalquelle bezüglich eines Kopfes,

Figur 3 eine Anordnung zur Bestimmung der Übertragungsfunktion des Außenohres,

30 Figur 4 ein Ersatzschaltbild der Anordnung gemäß Figur 3,

Figur 5 ein Blockschaltbild eines Hörhilfegerätes mit Korrekturfiltern in den Mikrofonsignalpfaden,

35 Figur 6 ein schematisches Blockschaltbild eines Hörhilfegerätes mit einem Richtungssensor,

Figur 7 ein Hörhilfegerät mit mehreren Richtmikrofonen und

Figur 8 eine mögliche Ausrichtung der Richtmikrofone des Hörhilfegerätes gemäß Figur 7.

5

Figur 1 zeigt eine Testanordnung zur Bestimmung der HRTF sowie der Außenohr-Übertragungsfunktion eines menschlichen Ohres, wobei unter der Außenohr-Übertragungsfunktion lediglich die Übertragungsfunktion zwischen einem Punkt am äußeren Rand des Außenohres und dem Gehörgang verstanden wird. Hierfür befinden sich ein Proband 1 sowie eine Signalquelle S in einer Testumgebung. Am oberen Rand des rechten Ohres 2 des Probanden 1 ist ein Mikrofon MIC1 an einer Stelle des Ohres 2 angeordnet, an der auch das Mikrofonsystem zur Schallaufnahme eines akustischen Eingangssignals bei einem hinter dem Ohr tragbaren Hörhilfegerät sitzt. Weiterhin befindet sich ein zweites Mikrofon MIC2 in dem Gehörgang des rechten Ohres 2 des Probanden 1. Sowohl die Mikrofone MIC1 und MIC2 als auch die Signalquelle S sind mit einem Computersystem 3 verbunden. Aus der Differenz der von den Mikrofonen MIC1 und MIC2 aufgenommenen akustischen Eingangssignale, die von einem akustischen Ausgangssignal der Signalquelle S hervorgerufen werden, kann die Übertragungsfunktion des Außenohrs ermittelt werden. Da die Übertragungsfunktion von der Frequenz des akustischen Ausgangssignals sowie der Position der Signalquelle S relativ zum Kopf des Probanden 1 abhängt, ist eine Vielzahl an Messungen mit unterschiedlichen Frequenzen und unterschiedlichen Positionen erforderlich, um die Übertragungsfunktion möglichst genau bestimmen zu können. Zur Beschreibung der Position der Signalquelle S relativ zum Kopf der Testperson 1 wird vorteilhaft ein kartesisches Koordinatensystem herangezogen. Dabei befindet sich der Ursprung des Koordinatensystems im Ausführungsbeispiel an der Position des Mikrofons MIC2 in dem betreffenden Gehörgang des Probanden 1. Vorzugsweise ist die Geradeaus-Blickrichtung des Probanden 1 parallel zur y-Achse des Koordinatensystems. Die x-Achse ist rechtwinklig hierzu angeordnet und spannt zusammen mit der y-

10

15

20

30

35

Achse eine horizontale Ebene auf. Die z-Achse weist senkrecht nach oben. So kann durch eine Vielzahl an Messungen die Übertragungsfunktion des Außenohres bei dieser speziellen Mikrofonanordnung in Abhängigkeit der Frequenz sowie der x-, y- und z-Koordinaten sehr genau bestimmt werden. Es zeigt sich, dass die Entfernung der Signalquelle S zum Kopf des Probanden 1 bei Entfernungen größer einem Meter nur noch eine untergeordnete Rolle spielt. Weiterhin ist für die Praxis insbesondere die Anordnung bzw. Projektion der Signalquelle S in eine horizontale Ebene interessant, die durch die x- und y-Achse aufgespannt wird und in der auch der Gehörgang des Probanden 1 liegt. Dann reicht anstelle der x-, y- und z-Koordinaten die Kenntnis des aus Figur 2 ersichtlichen Winkels  $\phi$ , den die Signalquelle S mit der y-Achse bzw. der Geradeaus-Blickrichtung des Probanden 1 einschließt. Die Übertragungsfunktion ist dann lediglich abhängig von der Frequenz  $f$  des akustischen Signals und dem Winkel  $\phi$ . Soll darüber hinaus auch die vertikale Ausrichtung der Signalquelle S gegenüber dem Kopf des Probanden berücksichtigt werden, so ist, wie in Figur 2 gezeigt, als weitere Variable der Winkel  $\psi$  mit zu erfassen.

Die Figuren 1 und 2 beschreiben lediglich beispielhaft die Bestimmung der Übertragungsfunktion des Außenohres für die gezeigte Anordnung. In ähnlicher Weise lassen sich auch Übertragungsfunktionen für andere Positionen des Mikrofons MIC1, z.B. an einer Brille oder in der Concha, bestimmen. Ebenso kann auch die Übertragungsfunktion bei einem nicht am Kopf des Probanden angeordneten Mikrofon MIC1, sondern beispielsweise einem im Bereich der Schulter oder der Brust angeordneten Mikrofon, ermittelt werden.

Die Erfindung sieht vor, den Fehler, der durch die nicht ideale Positionierung des Mikrofonsystems eines Hörhilfegerätes außerhalb der Gehörgänge entsteht, zumindest teilweise zu kompensieren. Hierzu ist auf das von dem Mikrofonssystem empfangene Mikrofonsignal eine Korrekturfunktion anzuwenden. Bei einem hinter dem Ohr tragbaren Hörhilfegerät, bei dem sich



das Mikrofon in der aus Figur 1 für das Mikrofon MIC1 ersichtlichen Position befindet, entspricht diese Korrekturfunktion dann der gemäß Figur 1 für eine bestimmte Position ermittelten Außenohr-Übertragungsfunktion. Allerdings stellt  
5 sich dabei das Problem, dass die jeweilige Position einer Signalquelle bezüglich des Kopfes beim bestimmungsgemäßen Betrieb eines Hörhilfegerätes nur mit Aufwand ermittelt werden kann. Daher sieht eine Ausführungsform der Erfindung eine Lösung vor, bei der die zur Fehlerkorrektur im Hörhilfegerät  
10 implementierte Korrekturfunktion keine variable Richtungsabhängigkeit mehr aufweist. Die Fehlerkorrektur kann dabei umso besser optimiert werden, je mehr Mikrofone das Mikrofonsystem umfasst.

15 Figur 3 zeigt schematisch die Signalübertragung eines von einer punktförmigen Signalquelle S im Raum ausgehenden akustischen Ausgangssignals in den Gehörgang 5 eines Ohres 4. Dabei gilt für den direkten Weg, das heißt ohne die Versorgung durch ein Hörhilfegerät, die Übertragungsfunktion H. Diese  
20 ist abhängig von der Frequenz des Ausgangssignals und von der Position der Signalquelle S gegenüber dem Ohr 4 und beinhaltet die Signalformung durch den Kopf und das Außenohr. Weiterhin dargestellt ist die Signalübertragung unter Verwendung eines Hörhilfegerätes mit drei Mikrofonen M1, M2 und M3 in der gezeigten Anordnung. In diesem Fall setzt sich die Signalübertragungsfunktion zwischen der Signalquelle S und dem Gehörgang 5 zusammen aus einem ersten Signalpfad mit einer  
Signalübertragungsfunktion HM1 zwischen der Signalquelle S und dem Mikrofon M1 sowie der Signalübertragungsfunktion H1  
30 zwischen dem Mikrofon M1 und dem Gehörgang 5, einem zweiten Signalpfad mit einer Signalübertragungsfunktion HM2 zwischen der Signalquelle S und dem Mikrofon M2 sowie der Signalübertragungsfunktion H2 zwischen dem Mikrofon M2 und dem Gehörgang 5 und einem dritten Signalpfad mit einer Signalübertra-  
35 gungsfunktion HM3 zwischen der Signalquelle S und dem Mikrofon M3 sowie der Signalübertragungsfunktion H3 zwischen dem Mikrofon M3 und dem Gehörgang 5. Ebenso wie die Übertragungs-

funktion  $H$  sind auch die Übertragungsfunktionen  $HM1$ ,  $HM2$ ,  $HM3$ , sowie  $H1$ ,  $H2$  und  $H3$  von der Frequenz des Ausgangssignals und von der Position der Signalquelle  $S$  gegenüber dem Ohr 4 abhängig.

5

Bei den folgenden Ausführungen soll ohne Beschränkung der Allgemeinheit der Abstand der Signalquelle  $S$  vom Ohr 4 groß genug sein, so dass nicht die Abstände der Signalquelle in  $x$ - $y$ - und  $z$ -Richtung zu einem Bezugspunkt (z.B. dem Gehörgangseingang) bekannt sein müssen, sondern lediglich die Einfallrichtung des akustischen Signals bzw. die Richtung, in der sich die Signalquelle  $S$  relativ zum Bezugspunkt befindet. Bei größerer Entfernung der Signalquelle  $S$  zum Ohr 4 (z.B. größer 1 Meter) kann der dadurch entstehende Fehler vernachlässigt werden. Die Abhängigkeit der Übertragungsfunktionen von der Position der Signalquelle  $S$  lässt sich dann durch einen Raumwinkel  $\alpha$  ausdrücken. Dabei stimmt die Übertragungsfunktion  $H(f, \alpha)$  von der akustischen Signalquelle  $S$  zu dem Gehörgang 5 (ideal einem Punkt  $T$  direkt vor dem Trommelfell) mit der in der Literatur als HRTF (Head Related Transfer Function) bezeichneten Übertragungsfunktion überein und es gilt zwischen einem von der Signalquelle  $S$  ausgehenden Signal  $X(f)$  und einem dadurch im Gehörgang erzeugten Signal  $Z(f, \alpha)$  folgende Beziehung:

$$Z(f, \alpha) = H(f, \alpha) * X(f) \quad (1)$$

bzw.

$$H(f, \alpha) = \frac{Z(f, \alpha)}{X(f)} \quad (2)$$

Die gesuchte Übertragungsfunktion  $H(f, \alpha)$  lässt sich somit gemäß Gleichung (2) anhand von Messungen eines akustischen Signals im Gehörgang 5 als Reaktion auf ein von der Signalquelle  $S$  abgegebenes Ausgangssignal bestimmen.

35

Bei der Versorgung des Ohres 4 eines Probanden durch ein Hörhilfegerät mit den 3 Mikrofonen M1, M2 und M3 lautet die Signalübertragungsfunktion:

$$Y(f, \alpha) = (HM1(f, \alpha) * H1(f, \alpha) + HM2(f, \alpha) * H2(f, \alpha) + HM3(f, \alpha) * H3(f, \alpha)) * X(f) \quad (3)$$

Lässt man die Funktion des Hörhilfegerätes zum Ausgleich eines Hörverlustes unberücksichtigt, gilt für das ideale Hörhilfegerät für alle  $f$  und  $\alpha$ :

$$Z(f, \alpha) = Y(f, \alpha) \quad (4)$$

bzw.

$$H(f, \alpha) = HM1(f, \alpha) * H1(f, \alpha) + HM2(f, \alpha) * H2(f, \alpha) + HM3(f, \alpha) * H3(f, \alpha) \quad (5)$$

Die Zusammenhänge veranschaulicht Figur 4 grafisch.

In den Übertragungsfunktionen  $HM1(f, \alpha)$ ,  $HM2(f, \alpha)$  und  $HM3(f, \alpha)$  steckt bereits die durch den Kopf, jedoch ohne das Ohr erzeugte Übertragungsfunktion zwischen der Signalquelle und dem Probanden. Zur Fehlerkorrektur im Hörhilfegerät genügt es daher, die Übertragungsfunktionen  $H1(f, \alpha)$ ,  $H2(f, \alpha)$  und  $H3(f, \alpha)$  zu bestimmen, die gemeinsam im Hörhilfegerät die Außenohr-Übertragungsfunktion nachbilden. Die nachzubildende Außenohr-Übertragungsfunktion kann z.B. mit einer Messanordnung gemäß Figur 1 oder bei einer Anordnung gemäß Figur 3 durch Auswertung der infolge eines Ausgangssignals von den Mikrofonen M1, M2 und M3 aufgenommenen Mikrofonensignale und einem in dem Gehörgang aufgenommenen Mikrofonensignal nach Gleichung (5) ermittelt werden. Dabei lassen sich für jede Frequenz und jeden Winkel  $\alpha$  im Allgemeinen viele Übertragungsfunktionen  $H1(f, \alpha)$ ,  $H2(f, \alpha)$  und  $H3(f, \alpha)$  angeben, die die genannte Bedingung gemäß Gleichung (5) erfüllen.

Störend an den Übertragungsfunktionen  $H_1(f, \alpha)$ ,  $H_2(f, \alpha)$  und  $H_3(f, \alpha)$  ist deren Abhängigkeit von dem Raumwinkel  $\alpha$ , da dieser beim normalen Betrieb eines Hörhilfegerätes nur mit Aufwand zu bestimmen ist. Ein weiteres Problem ergibt sich daraus, dass unter realen Umgebungsbedingungen zumeist mehrere Signalquellen gleichzeitig vorhanden sind. Daher werden die Übertragungsfunktionen  $H_1(f, \alpha)$ ,  $H_2(f, \alpha)$  und  $H_3(f, \alpha)$  nach bekannten mathematischen Optimierungsverfahren dahingehend optimiert, dass die Winkelabhängigkeit entfällt und der dadurch entstehende Fehler über alle betrachteten Winkel gemittelt möglichst klein bleibt. Bei der Optimierung spielt die Anzahl der verwendeten Mikrofone eine entscheidende Rolle, da diese die vorhandenen Freiheitsgrade bei der Optimierung bestimmt. So lässt sich mit zunehmender Anzahl der Mikrofone die Optimierung verbessern. Eine Optimierungsvorschrift nach Betrag und Phase für die betreffenden Übertragungsfunktionen kann lauten:

$$\sum_f \sum_{\alpha} (|H(f, \alpha)| - |H_1(f, \alpha) * H_1 + H_2(f, \alpha) * H_2 + H_3(f, \alpha) * H_3|)^2 = \min \quad (6)$$

$$\sum_f \sum_{\alpha} (\arg H(f, \alpha) - \arg H_1(f, \alpha) * H_1 + H_2(f, \alpha) * H_2 + H_3(f, \alpha) * H_3)^2 = \min \quad (7)$$

Vorteilhaft erfolgt die Optimierung über alle  $\alpha$  mit  $0 \leq \alpha \leq 360^\circ$  sowie über alle  $f$  in dem Übertragungsbereich des Hörhilfegerätes, z.B.  $30\text{Hz} \leq f \leq 10\text{kHz}$ . Möglich wäre aber auch nur die Optimierung für einen Teilbereich, z.B. einen für das Lokalisationsvermögen wichtigen Frequenzbereich.

Figur 5 zeigt ein Hörhilfegerät 9 mit drei Mikrofonen  $M_1'$ ,  $M_2'$  und  $M_3'$  im Blockschaltbild. Den Mikrofonen  $M_1'$ ,  $M_2'$  und  $M_3'$  sind zur Fehlerkorrektur gemäß der Erfindung die Filter  $F_1$ ,  $F_2$  und  $F_3$  nachgeschaltet. Stimmen die Mikrofone bei ge-

tragenem Hörhilfegerät 9 in ihrer Position mit den Mikrofonen M1, M2 und M3 der Anordnung gemäß Figur 3 überein, so können zur Korrektur des Fehlers in dem von dem Mikrofonsystem M1', M2', M3' erzeugten Mikrofonsignal die Filtermittel F1, F2 und F3 in den Signalpfaden der Mikrofone wie oben beschrieben bestimmt und eingestellt werden. Vorteilhaft wird dabei im Ausführungsbeispiel von dem Filter F1 die Übertragungsfunktion H1, von dem Filter F2 die Übertragungsfunktion H2 und von dem Filter F3 die Übertragungsfunktion H3 gemäß obiger Optimierung implementiert. Der genannte Signalfehler wird dadurch weitgehend kompensiert und am Ausgang eines Addierers 6 liegt damit ein korrigiertes Mikrofonsignal vor, das in bekannter Weise in einer Signalverarbeitungseinheit 7 weiterverarbeitet und verstärkt und im Ausführungsbeispiel durch einen Hörer 8 in ein akustisches Ausgangssignal zurückverwandelt und ausgegeben wird.

Es wird darauf hingewiesen, dass das Ausführungsbeispiel nur die Prinzipielle Funktionsweise eines Hörhilfegerätes nach der Erfindung wiedergibt. Es müssen real nicht tatsächlich den einzelnen Mikrofonen direkt Filter nachgeschaltet sein. Ebenso können die ermittelten Übertragungsfunktionen in der vorzugsweise digitalen Signalverarbeitungseinheit 7 realisiert sein. Umgekehrt könnten den Mikrofonen nachgeschaltete Filter neben der Fehlerkorrektur bereits weitere Signalverarbeitungsfunktionen des Hörhilfegerätes realisieren und damit nicht exakt die ermittelten Korrekturfunktionen ausführen. So kann es sein, dass das fehlerkorrigierte Mikrofonsignal, das am Ausgang des Addierers 6 anliegt, bei einem realen Hörhilfegerät nirgends tatsächlich (messbar) in Erscheinung tritt, aber dennoch eine Fehlerkorrektur im Sinne der Erfindung durchgeführt wird.

Darüber hinaus können einem Filter zur Fehlerkorrektur auch die Mikrofonsignale mehrerer Mikrofone zugeführt sein. Ebenso kann das Ausführungsbeispiel auch auf mehr als drei Mikrofone zur Signalaufnahme erweitert werden. Allgemein sind jedoch

mindestens zwei Mikrofone erforderlich, um überhaupt eine Optimierung in Abhängigkeit der Einfallsrichtung durchführen zu können. Die Optimierung gelingt umso besser, je mehr Mikrofone und damit Freiheitsgrade vorhanden sind.

5

Weiterhin muss zur Einstellung von Filtermitteln zur Fehlerkorrektur gemäß der Erfindung auch nicht wie im Ausführungsbeispiel eine exakt auf das betreffende Hörhilfegerät abgestimmte Messanordnung vorhanden sein. So können beispielsweise der Einstellung eines hinter dem Ohr tragbaren Hörhilfegerätes mit 3 Mikrofonen auch Messungen mit einer Messanordnung gemäß Figur 1 mit nur einem Mikrofon MIC1 am Rand des Außenohres 2 zur Signalerfassung zugrunde liegen. Ist die Außenohr- Übertragungsfunktion in Abhängigkeit der Frequenz und des Einfallswinkels für ein externes akustisches Signal bekannt, so lassen sich daraus auch rein rechnerisch Filterfunktionen bestimmen, die auf die Mikrofonsignale eines Hörhilfegerätes mit mehreren Mikrofonen anzuwenden sind, um die gewünschte Außenohr- Übertragungsfunktion in guter Näherung nachzubilden.

20

Ferner kann die Erfindung auch dahingehend erweitert werden, dass neben der Korrektur des genannten Fehlers in analoger Weise auch weitere Übertragungsfehler des Hörhilfegerätes, beispielsweise die des Hörers oder der Signalverarbeitungseinheit, mit ausgeglichen werden. Dies könnte dadurch erfolgen, dass nicht ein möglichst ideales Mikrofonsignal erzeugt wird, sondern dass von dem Hörhilfegerät als Reaktion auf ein Eingangssignal ein möglichst ideales Ausgangssignal abgegeben wird. Hierzu sind dann hörgeräteinterne Filtermittel so einzustellen, dass auch die Signalübertragungsfehler des Hörhilfegerätes insgesamt kompensiert werden.

30

Ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung zeigt Figur 6. Bei einem im stark vereinfachten Blockschaltbild dargestellten Hörhilfegerät 10 mit einem außerhalb der Gehörgänge eines Probanden angeordneten Mikrofon 11 ist ein Ausgleich des Sig-

35

nalfehlers infolge der nicht optimalen Mikrofonanordnung vorgesehen. Zum Ausgleich dieses Fehlers befinden sich im Signalpfad des Mikrofons 11 Filtermittel 12. Weiterhin umfasst das Hörhilfegerät 10 eine Signalverarbeitungseinheit 13 zur

5 Weiterverarbeitung und Verstärkung des Mikrofonsignals sowie einen Hörer 14 zur Rückwandlung des elektrischen Ausgangssignals in ein akustisches Signal. Das Hörhilfegerät 10 ist ferner mit einem Sensor 15 versehen, durch den die Lokalisation einer Signalquelle bzw. die Bestimmung der Richtung der Sig-

10 nalquelle relativ zum Kopf des Probanden möglich ist. Das von dem Sensor 15 ausgehende Signal ist einer Auswerte- und Steuereinheit 16 zugeführt. In Abhängigkeit der ermittelten Richtung werden dann mittels einer Auswerte- und Steuereinheit 16 Filterkoeffizienten des Filters 12 derart eingestellt, dass

15 das von dem Mikrofon 11 ausgehende Mikrofonsignal zumindest näherungsweise die gleiche Übertragungsfunktion erfährt, die auch das akustische Eingangssignal ohne Versorgung durch ein Hörhilfegerät zwischen der Position des Mikrofons 11 am Körper des Probanden und dem Gehörgang des Probanden, in das das

20 Ausgangssignal des Hörers 14 abgegeben wird, erfährt. Da bei dieser Ausführungsform der Erfindung zunächst die Einfallsrichtung eines akustischen Signals in das Hörhilfegerät und damit die Ausrichtung der Signalquelle relativ zum Kopf des Probanden bestimmt wird, bietet sie den Vorteil, dass spe-

5 ziell für dieses Eingangssignal die einfallswinkelabhängige Außenohr- Übertragungsfunktion im Hörhilfegerät sehr genau nachgebildet werden kann.

Neben der Anpassung von Filterkoeffizienten ist es auch mög-

30 lich, dass zur Anpassung an die Empfangsrichtung Filter ein- oder ausgeschaltet werden oder dass zwischen unterschiedlichen Filtern umgeschaltet wird. Die Filter sind vorzugsweise in digitaler Schaltungstechnik realisiert. Weiterhin kann ein Eingangssignal in das Filter für bestimmte Frequenzbereiche

35 auch eine Signalverstärkung durch das Filter erfahren. Ferner ist es möglich, dass das Ausgangssignal des Mikrofons 11 zunächst in mehrere Frequenzbänder aufgespaltet wird. Dann kön-

nen für die einzelnen Frequenzbänder unterschiedliche Filterfunktionen zum Ausgleich des Signalfehlers in dem Mikrofon-signal eingestellt werden. Darüber hinaus können in Abhängig-keit der durch den Sensor 15 ermittelten Richtung auch Para-  
5 meter der Signalverarbeitungseinheit 13 verändert werden. Z.B. ist es möglich, dass in Abhängigkeit der ermittelten Richtung die Verstärkung in einem Frequenzband angehoben und in einem anderen Frequenzband abgesenkt wird.

10 Vorteilhaft ist bei einer Variante des Ausführungsbeispiels gemäß Figur 6 das Mikrofon 11 durch ein Richtmikrofonsystem mit mehreren Vorzugs-Empfangsrichtungen (nicht dargestellt) ersetzt. Dies hat den Vorteil, dass dann der Sensor 15 direkt durch das Mikrofonsystem implementiert werden kann. Durch ei-  
15 nen Vergleich der Mikrofon-signale in den unterschiedlichen Vorzugs-Empfangsrichtungen kann die Richtung der Signalquelle relativ zu dem Mikrofonsystem bestimmt werden. Ein eigenstän-diger Sensor 15 kann somit entfallen.

20 Ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung zeigt Figur 7. Dabei umfasst ein Hörhilfegerät 20 die drei Richtmikrofone R1, R2 und R3. Diese sind jeweils durch die elektrische Ver-schaltung zweier omnidirektionaler Mikrofone M11, M12; M21, M22; M31, M32 realisiert, wobei sich in jeweils einem Mikro-  
5 fonpfad eines Richtmikrofons R1, R2 oder R3 ein Verzögerungs-element T1, T2 bzw. T3 sowie ein Inverter I1, I2 bzw. I3 be-findet und die beiden Mikrofon-signalpaare M11, M12; M21, M22; M31, M32 eines Richtmikrofons R1, R2 oder R3 anschließend in den Summationspunkten S1, S2 bzw. S3 addiert werden. Die  
30 Richtmikrofone R1, R2, R3 weisen unterschiedliche Vorzugs-Empfangsrichtungen auf. Den Mikrofonen nachgeschaltet sind Filtermittel F1', F2' bzw. F3', die Signalübertragungsfunkti-onen H1', H2' bzw. H3' realisieren. Anschließend werden die Mikrofon-signale der Richtmikrofone R1, R2, R3 im Summati-  
35 onspunkt 21 zusammengeführt. Darauf erfolgt in bekannter Weise die Signalverarbeitung in einer Signalverarbeitungsein-



heit 22 sowie die Rückverwandlung der verarbeiteten Mikrofon-  
signale in ein akustisches Ausgangssignal in einem Hörer 23.

Die Filtermittel  $F1'-F3'$  bewirken einen Ausgleich des Signal-  
fehlers in den Mikrofonsignalen, der durch die nicht ideale  
Aufnahme eines akustischen Eingangssignals durch die Mikro-  
fone  $M11, M12; M21, M22; M31, M32$  außerhalb der Gehörgänge  
eines Probanden entsteht. Anders als bei dem Ausführungsbei-  
spiel gemäß Figur 6 erfolgt im Ausführungsbeispiel gemäß Fi-  
gur 7 jedoch keine Lokalisation einer Signalquelle, von der  
ein akustisches Ausgangssignal ausgeht, bzw. keine Bestimmung  
der Richtung der Signalquelle zum Mikrofonssystem. Vielmehr  
sind die Filter  $F1'-F3'$  an die Richtmikrofone  $R1-R3$ , in deren  
Signalpfaden sie sich befinden, angepasst. Vorzugsweise  
stimmt die Übertragungsfunktion  $H1'$  des Filters  $F1'$  zumindest  
näherungsweise mit der Übertragungsfunktion überein, die zur  
Korrektur des von dem Richtmikrofon  $R1$  erzeugten Mikrofonsig-  
nals erforderlich ist, so dass das korrigierte Mikrofonsignal  
einem Mikrofonsignal entspricht das man von einem in dem Ge-  
hörgang des mit dem Hörhilfegerät 20 versorgten Ohres ange-  
ordneten Mikrofon erhalten würde, und zwar speziell für eine  
Hörsituation, in der das Richtmikrofon auf die Signalquelle  
ausgerichtet ist. Ebenso werden auch die Übertragungsfunktio-  
nen  $H2'$  und  $H3'$  der Filter  $F2'$  und  $F3'$  für die Hörsituationen  
voreingestellt, für die sich die Signalquelle in der jeweili-  
gen Vorzugs-Empfangsrichtung des betreffenden Richtmikrofons  
befindet. Da bei einer Beschallung des Hörhilfegerätes 20 aus  
einer bestimmten Richtung das Richtmikrofon das stärkste Mik-  
rofonsignal liefert, dessen Vorzugs-Empfangsrichtung am ehes-  
ten auf die Signalquelle weist, ergibt sich insgesamt durch  
die gezeigte Anordnung eine gute Annäherung an das ideale  
Mikrofonsignal.

Es wird darauf hingewiesen, das Figur 7 nur rein schematisch  
eine Ausführungsform der Erfindung mit mehreren Richtmikrofo-  
nen wiedergibt. So sind bei der praktischen Realisierung z.B.  
zwei omnidirektionale Mikrofone ausreichend, deren Ausgangs-

signale jeweils parallel verarbeitet (in mehreren parallelen Mikrofonsignalfaden eines Mikrofons unterschiedlich verzögert und addiert) werden, um mehrere Richtmikrofone mit unterschiedlichen Vorzugsempfangsrichtungen zu erzeugen.

5

Eine Weiterbildung des Ausführungsbeispiels gemäß Figur 7 sieht vor, dass die Vorzugs-Empfangsrichtungen der Richtmikrofone R1-R3 veränderbar sind. Die Einstellung der Vorzugs-Empfangsrichtung kann beispielsweise bei der Anpassung des Hörhilfegerätes 20 an einen Probanden oder während des Betriebs des Hörhilfegerätes 20, z.B. durch einen Programmwechsel, erfolgen. Vorteilhaft werden dann bei einer Veränderung der Vorzugs-Empfangsrichtung bei wenigstens einem der Richtmikrofone R1-R3 auch die Übertragungsfunktionen H1'-H3' der Filter F1'-F3' entsprechend angepasst. Das Hörhilfegerät 20 sieht hierfür eine Anpass- und Steuereinheit 24 vor, die mit der Signalverarbeitungseinheit 22 sowie den Verzögerungselementen T1-T3 und den Filtern F1'-F3' verbunden ist. Erfolgt aufgrund einer Parameteränderung in der Signalverarbeitungseinheit 22 über die Steuer- und Anpasseinheit 24 durch Veränderung der Signalverzögerung wenigstens eines Verzögerungselements T1-T3 eine Veränderung der Vorzugs-Empfangsrichtung bei wenigstens einem der Richtmikrofone R1-R3, so werden durch die Steuer- und Anpasseinheit 24 auch die Übertragungsfunktionen H1'-H3' der Filter F1'-F3' an die neuen Vorzugs-Empfangsrichtungen angepasst.

Anders als bislang aufgezeigt lässt sich das Hörhilfegerät 20 mit dem Blockschaltbild gemäß Figur 7 auch in einer Weise betreiben, die der Betriebsweise des Hörhilfegerätes 10 gemäß Figur 6 entspricht. Dann bilden die Richtmikrofone R1-R3 vorteilhaft den Richtungssensor, mit dem sich die Ausrichtung einer Signalquelle relativ zum Kopf eines Probanden bestimmen lässt. Zur Richtungsbestimmung sind die Mikrofonsignale der Richtmikrofone R1-R3 der Steuer- und Anpasseinheit 24 zugeführt, die insbesondere aus einem Pegelvergleich der einzelnen Richtmikrofonsignale die Ausrichtung bestimmt und die

Filtermittel  $F1'$ - $F3'$  entsprechend der ermittelten Ausrichtung einstellt.

Figur 8 zeigt eine bevorzugte Einstellung der Vorzugs-Empfangsrichtung dreier Mikrofone bei der Versorgung eines Probanden. Dargestellt ist eine Draufsicht auf den Kopf 30 des Probanden mit einem linken Ohr 31 und einem rechten Ohr 32, hinter dem ein Hörhilfegerät 33 angeordnet ist. Dabei stimmt die Vorzugs-Empfangsrichtung 34 eines ersten Richtmikrofons mit der Geradeaus-Blickrichtung des Probanden überein. Die Vorzugs-Empfangsrichtung eines zweiten Richtmikrofons weist in die entgegengesetzte Richtung 37 und die Vorzugs-Empfangsrichtung 36 eines dritten Richtmikrofons steht rechtwinklig auf den vorgenannten Vorzugs-Empfangsrichtungen. Vorzugsweise liegen dabei alle vorgenannten Richtungen in einer Ebene. Ferner ist es möglich, dass die Vorzugs-Empfangsrichtungen weiterer Richtmikrofone außerhalb der bislang erfassten Ebene liegen (nicht dargestellt). So kann ein Proband mit einem Hörhilfegerät gemäß Figur 7 und der Einstellung der Richtmikrofone gemäß Figur 8 eine Signalquelle in der Ebene gut lokalisieren. Durch die erweiterte Anordnung, bei der auch Richtmikrofone mit vertikaler Ausrichtung vorgesehen sind (nicht dargestellt) ist sogar die Lokalisationsmöglichkeit im dreidimensionalen Raum gegeben.

Zusammenfassend wird festgehalten:

Um bei einem mit einem Hörhilfegerät versorgten Schwerhörigen die Fähigkeit zur Lokalisation einer Signalquelle im Raum zu verbessern, können in die Mikrofonsignalpfade des Hörhilfegerätes statische Filter eingefügt werden. Die Filter werden mit einem geeigneten Verfahren so entworfen, dass das Summensignal der gefilterten Mikrofonsignale für Schalleinfall aus beliebigen Raumrichtungen mit einer zulässigen Fehlertoleranz dem Signal entspricht, das in der gleichen Schallsituation beim natürlichen Hören im offenen Ohrkanal gemessen würde. Auf diese Art und Weise wird die zur Lokalisation notwendige Richtungsprägung des Kopfes und des Außenohres durch die Fil-

ter elektrisch hinzugefügt. Bei HdO-Geräten, deren Mikrofon-  
signale aufgrund der kopfnahen Anordnung schon Kopfab-  
schattungseffekte enthalten, bilden die Filter im Wesentlichen die  
Übertragungseigenschaften des Außenohres nach. Zulässig sind  
5 aber auch an beliebigen Stellen positionierte Mikrofone (z.B.  
Schulter, Kleidung usw.). Dann enthalten die Filter im We-  
sentlichen die HRTFs und die invertierten Übertragungsfunkti-  
onen zur jeweiligen Position der Mikrofone.

- 10 Alternativ kann auch eine laufende Lokalisation der Schall-  
quelle(n) mit geeigneten Lokalisationsmethoden erfolgen, die  
vorzugsweise auf der Schallanalyse mit Mehrmikrofonanordnun-  
gen (unilateral, bilateral) beruhen. Dann lassen sich die zur  
jeweils aktuellen Schalleinfallrichtung gehörenden HRTFs im-  
15 mer "online" nachbilden und die spektrale Modifikation eines  
von der Hörhilfe aufgenommenen Schallsignals adaptiv durch-  
führen.

## Patentansprüche

1. Verfahren zum Einstellen eines am Körper eines Probanden  
(1) tragbaren Hörhilfegerätes (9, 10, 20) mit einem bei ge-  
5 tragenem Hörhilfegerät (9, 10, 20) außerhalb der Gehörgänge  
des Probanden (1) angeordneten Mikrofonsystem und einer Sig-  
nalverarbeitungseinheit (7, 13, 22),  
- wobei ein Testobjekt mit einem von einer externen Signal-  
quelle (S) ausgehenden akustischen Ausgangssignal be-  
10 schallt wird,  
- wobei das zu dem Testobjekt übertragene akustische Aus-  
gangssignal an einer Stelle des Testobjekts empfangen  
wird, die einer Stelle des Probanden (1) entspricht, an  
der bei getragenen Hörhilfegerät (9, 10, 20) das Mikro-  
15 fonsystem angeordnet ist,  
- wobei das zu dem Testobjekt übertragene akustische Aus-  
gangssignal in einem Gehörgang des Testobjekts empfangen  
wird,  
- wobei anhand des empfangenen Signals eine Korrekturfunk-  
20 tion bestimmt wird, die angewendet auf das außerhalb des  
Gehörgangs empfangene Signal dieses zumindest näherungs-  
weise in ein Signal überführt, das dem in dem Gehörgang  
empfangenen Signal entspricht,  
- und wobei Filtermittel (F1, F2, F3; 12; F1', F2', F3') im  
25 Hörhilfegerät (9, 10, 20) so eingestellt werden, dass  
diese Korrekturfunktion zumindest näherungsweise bei ei-  
nem von dem Mikrofonsystem erzeugten Mikrofonsignal aus-  
geführt wird.
- 30 2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Testobjekt zumindest  
Teil eines künstlichen menschlichen Körpers und insbesondere  
ein Kunstkopf ist.
3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Testobjekt eine Per-  
35 son ist.

4. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Testobjekt der mit dem Hörhilfegerät zu versorgende Proband (1) ist.

5 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die Filterfunktion für eine Vielzahl von unterschiedlichen Ausrichtungen der externen Signalquelle (S) relativ zu dem Testobjekt bestimmt wird.

10 6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei das Mikrofonsystem wenigstens zwei Mikrofone (M1', M2', M3'; M11, M12; M21, M22; M31, M32) umfasst.

15 7. Verfahren nach Anspruch 6, wobei durch elektrische Verschaltung wenigstens zweier omnidirektionaler Mikrofone Richtmikrofone mit unterschiedlichen Vorzugs-Empfangsrichtungen ausgebildet werden.

20 8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, wobei die Filtermittel (F1, F2, F3; F1', F2', F3') auf die Signalfade der Mikrofone (M1', M2', M3'; M11, M12; M21, M22; M31, M32) verteilt angeordnet sind.

25 9. Verfahren nach Anspruch 8, wobei von den Filtermitteln (F1, F2, F3; F1', F2', F3') in den Signalfaden der Mikrofone (M1', M2', M3'; M11, M12; M21, M22; M31, M32) ausführbare Filterfunktionen ermittelt werden, die insgesamt die Korrekturfunktion näherungsweise ausführen, unabhängig von der Ausrichtungen der externen Signalquelle (S) relativ zu dem Testobjekt.

30 10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei das Mikrofonsystem wenigstens zwei Richtmikrofone (R1, R2, R3) mit unterschiedlichen Vorzugs-Empfangsrichtungen umfasst, wobei die Korrekturfunktion jeweils für die Ausrichtung der externen Signalquelle (S) relativ zu dem Testobjekt bestimmt wird, bei der die Vorzugs-Empfangsrichtung eines Richtmikrofons (R1, R2, R3) in Richtung der Signalquelle (S) weist und

35

wobei die Korrekturfunktion von diesem Richtmikrofon (R1, R2, R3) nachgeschalteten Filtermitteln (F1', F2', F3') ausgeführt wird.

- 5 11. Verfahren zum Betrieb eines am Körper eines Probanden (1) tragbaren Hörhilfegerätes (9, 10, 20) mit einem bei getragem Hörhilfegerät (9, 10, 20) außerhalb der Gehörgänge des Probanden (1) angeordneten Mikrofonssystem und einer Signalverarbeitungseinheit (7, 13, 22),
- 10 - wobei ein von einer externen Signalquelle (S) ausgehendes akustisches Ausgangssignal von dem Mikrofonssystem als akustisches Eingangssignal aufgenommen und in wenigstens ein elektrisches Mikrofonsignal gewandelt wird,
- 15 - wobei ein Signalfehler bei dem elektrischen Mikrofonsignal oder einem daraus hervorgehenden elektrischen Signal, der durch die Aufnahme des akustischen Eingangssignals außerhalb der Gehörgänge gegenüber einem akustischen Eingangssignal, das dasselbe akustische Ausgangssignal ohne Versorgung durch ein Hörhilfegerät in einem Gehörgang des
- 20 Probanden (1) erzeugen würde, entsteht, in Abhängigkeit der Richtung, in der sich die Signalquelle (S) relativ zum Kopf des Probanden (1) befindet, zumindest teilweise korrigiert wird, und
- 5 - wobei das korrigierte elektrische Mikrofonsignal oder das korrigierte, aus dem Mikrofonsignal hervorgehende elektrische Signal weiterverarbeitet und in ein Hörhilfegeräte-Ausgangssignal gewandelt und dem Probanden (1) zugeführt wird.
- 30 12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei der Signalfehler durch in wenigstens einem Signalpfad des Hörhilfegerätes (9, 10, 20) vorhandene Filtermittel (F1, F2, F3; 12; F1', F2', F3') korrigiert wird.
- 35 13. Verfahren nach Anspruch 12, wobei das Mikrofonssystem wenigstens zwei Mikrofone (M1', M2', M3'; M11, M12; M21, M22; M31, M32) umfasst und der Signalfehler durch den Mikrofonen

nachgeschaltete Filtermittel (F1, F2, F3; F1', F2', F3') korrigiert wird.

14. Verfahren nach Anspruch 12 oder 13, wobei bei nicht am  
5 Kopf des Probanden (1) getragenen Hörhilfegerät (9, 10, 11)  
die Filtermittel (F1, F2, F3; 12; F1', F2', F3') in Abhängig-  
keit der relativen Ausrichtung zwischen dem Mikrofonsystem  
des Hörhilfegerätes (9, 10, 20) und dem Kopf des Probanden  
(1) eingestellt werden.

10

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 14, wobei die  
Richtung, in der sich die externe Signalquelle relativ zum  
Kopf des Probanden (1) befindet, zumindest näherungsweise er-  
mittelt wird und wobei zur Korrektur des Signalfehlers die  
15 Filtermittel (F1, F2, F3; 12) in Abhängigkeit der ermittelten  
Richtung eingestellt werden.

16. Verfahren nach Anspruch 15, wobei die Richtung mit dem  
Mikrofonsystem bestimmt wird.

20

17. Verfahren nach Anspruch 16 oder 17, wobei bei mehreren  
externen Signalquellen die Richtung eines von dem Mikrofon-  
system aufgenommenen akustischen Eingangssignals mit vorbe-  
stimmten Eigenschaften ermittelt wird.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 17, wobei die  
Richtung zumindest näherungsweise für eine Projektion der  
Signalquelle in eine horizontale Ebene, in der auch der Kopf  
des Probanden (1) liegt, bestimmt wird.

30

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 17, wobei die  
Richtung zumindest näherungsweise im dreidimensionalen Raum  
bestimmt wird.

35 20. Verfahren nach einem der Ansprüche 11 bis 14, wobei das  
Mikrofonsystem wenigstens zwei Richtmikrofone (R1, R2, R3)  
mit unterschiedlichen Vorzugs-Empfangsrichtungen (34, 36, 37)



umfasst und den Richtmikrofonen (R1, R2, R3) nachgeschaltete Filtermittel (F1', F2', F3') für die jeweilige Vorzugs-Empfangsrichtung (34, 36, 37) optimiert sind.

5 21. Verfahren nach Anspruch 20, wobei die Vorzugs-Empfangsrichtungen (34, 36, 37) wenigstens zweier Richtmikrofone (R1, R2, R3) zumindest näherungsweise eine horizontale Ebene aufspannen.

10 22. Verfahren nach Anspruch 21, wobei die Vorzugs-Empfangsrichtung eines weiteren Richtmikrofons zumindest näherungsweise in vertikaler Richtung ausgerichtet ist.

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 22, wobei bei  
15 wenigstens einem Richtmikrofon (R1, R2, R3) die Vorzugs-Empfangsrichtung (34, 36, 37) einstellbar ist und wobei bei einer Veränderung der Vorzugs-Empfangsrichtung (34, 36, 37) auch die voreingestellten Filtermittel (F1', F2', F3') an die neu eingestellte Vorzugs-Empfangsrichtung (34, 36, 37) ange-  
20 passt werden.

24. Am Körper eines Probanden (1) tragbares Hörhilfegerät (9, 10, 20) mit einer Signalverarbeitungseinheit (7, 13, 22) und einem bei getragendem Hörhilfegerät (9, 10, 20) außerhalb der  
5 Gehörgänge des Probanden (1) angeordneten Mikrofonsystem durch das ein akustisches Eingangssignal, das aus einem von wenigstens einer externen Signalquelle (S) ausgehenden akustischen Ausgangssignal hervorgeht, aufnehmbar und in wenigstens ein elektrisches Mikrofonsignal wandelbar ist, wobei das  
30 Hörhilfegerät (9, 10, 20) Mittel zur Korrektur eines Signalfehlers, der bei dem elektrischen Mikrofonsignal oder einem daraus hervorgehenden Signal durch die Aufnahme des akustischen Eingangssignals außerhalb der Gehörgänge des Probanden (1) gegenüber einem bei gleichem akustischem Ausgangssignal  
35 in einem Gehörgang des Probanden (1) aufgenommenen akustischen Eingangssignal entsteht, umfasst.

25. Hörhilfegerät (9, 10, 20) nach Anspruch 24, wobei die Mittel zur Korrektur eines Signalfehlers wenigstens einem Mikrofon (M1', M2', M3'; M11, M12; M21, M22; M31, M32) des Mikrofonsystems nachgeschaltete Filtermittel (F1, F2, F3; 12; 5 F1', F2', F3') umfassen.

26. Hörhilfegerät (9, 10, 20) nach Anspruch 24 oder 25, wobei das Mikrofonsystem wenigstens zwei Mikrofone (M1', M2', M3'; M11, M12; M21, M22; M31, M32) umfasst, denen jeweils Filtermittel (F1, F2, F3; 12; F1', F2', F3') zur Korrektur des Signalfehlers nachgeschaltet sind.

27. Hörhilfegerät (9, 10, 20) nach Anspruch 25 oder 26, wobei das Mikrofonsystem wenigstens zwei Richtmikrofone (R1, R2, 15 R3) mit unterschiedlichen Vorzugs-Empfangsrichtungen (34, 36, 37) umfasst.

28. Hörhilfegerät (9, 10, 20) nach Anspruch 27, wobei die Richtmikrofone (R1, R2, R3) aus der elektrischen Verschaltung 20 mehrerer omnidirektionaler Mikrofone (M11, M12; M21, M22; M31, M32) aufgebaut sind.

29. Hörhilfegerät (9, 10, 20) nach Anspruch 27 oder 28, wobei die Vorzugs-Empfangsrichtungen (34, 36, 37) wenigstens zweier 5 Richtmikrofone (R1, R2, R3) zumindest näherungsweise in einer horizontalen Ebene liegen.

30. Hörhilfegerät (9, 10, 20) nach einem der Ansprüche 27 bis 29, wobei die Vorzugs-Empfangsrichtung eines Richtmikrofons 30 zumindest näherungsweise in vertikaler Richtung ausgerichtet ist.

31. Hörhilfegerät (10) nach einem der Ansprüche 25 bis 30, wobei das Hörhilfegerät (10) Mittel zum Erfassen der Richtung, in der sich die Signalquelle (S) relativ zum Kopf des 35 Probanden (1) befindet, umfasst und wobei die Filtermittel

(12) in Abhängigkeit der ermittelten Richtung einstellbar sind.

5 32. Hörhilfegerät (20) nach Anspruch 31, wobei die Richtung durch das Mikrofonsystem ermittelbar ist.

33. Hörhilfegerät (20) nach einem der Ansprüche 27 bis 32, wobei wenigstens einem Richtmikrofon (R1, R2, R3) ein Korrekturfilter (F1', F2', F3') nachgeschaltet ist.

10

34. Hörhilfegerät (20) nach Anspruch 33, wobei das Korrekturfilter (F1', F2', F3') bezüglich der Vorzugs-Empfangsrichtung (34, 36, 37) des Richtmikrofons (R1, R2, R3) optimiert ist.

15 35. Hörhilfegerät (20) nach Anspruch 33 oder 34, wobei die Vorzugs-Empfangsrichtung (34, 36, 37) des Richtmikrofons (R1, R2, R3) einstellbar ist und das Korrekturfilter (F1', F2', F3') an die eingestellte Vorzugs-Empfangsrichtung (34, 36, 37) anpassbar ist.

20

## Zusammenfassung

Verfahren zum Einstellen und zum Betrieb eines Hörhilfegerätes sowie Hörhilfegerät

5

Bei der Versorgung eines Hörgeräteträgers mit einem Hörhilfegerät (9, 10, 20), bei dem die Schallaufnahme außerhalb der Gehörgänge des Hörgeräteträgers erfolgt, geht die Lokalisationsfähigkeit bezüglich einer Signalquelle (S) verloren. Die Erfindung sieht vor, den Informationsverlust, der durch die Aufnahme eines akustischen Signals außerhalb der Gehörgänge erfolgt, auszugleichen. Hierzu wird bei der Signalverarbeitung eines von wenigstens einem Mikrofon (11; M1', M2', M3'; M11, M12; M21, M22; M31, M32) des Hörhilfegerätes (9, 10, 20) aufgenommenen akustischen Eingangssignals durch das Hörhilfegerät (9, 10, 20) die Übertragungsfunktion des Kopfes bzw. des Außenohrs zwischen der Position, an der sich das Mikrofon (11; M1', M2', M3'; M11, M12; M21, M22; M31, M32) befindet, und einer Position im Gehörgang des Hörgeräteträgers mit berücksichtigt. Die natürliche Lokalisationsfähigkeit einer Person zur Lokalisation einer Signalquelle (S) im Raum bleibt dadurch auch bei der Versorgung mit einem nicht im Gehörgang getragenen Hörhilfegerät (9, 10, 20) erhalten.

5 Figur 3

BEST AVAILABLE COPY

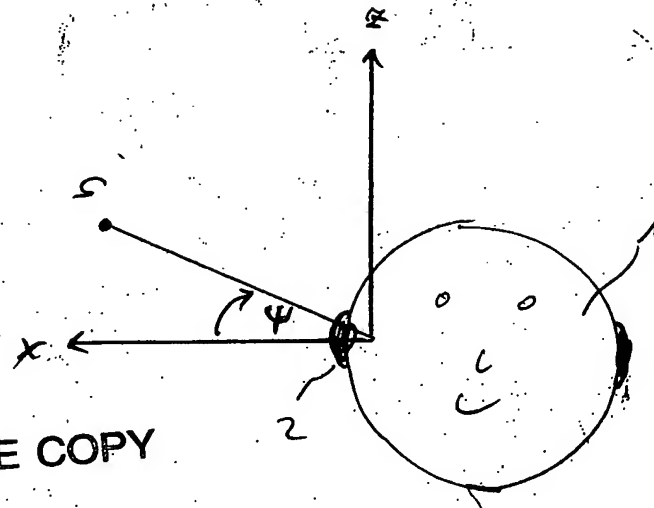
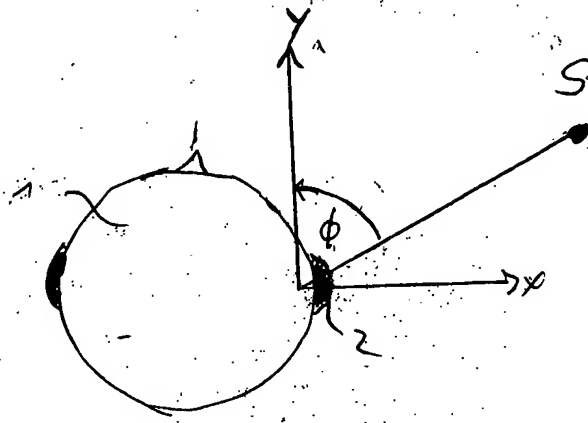
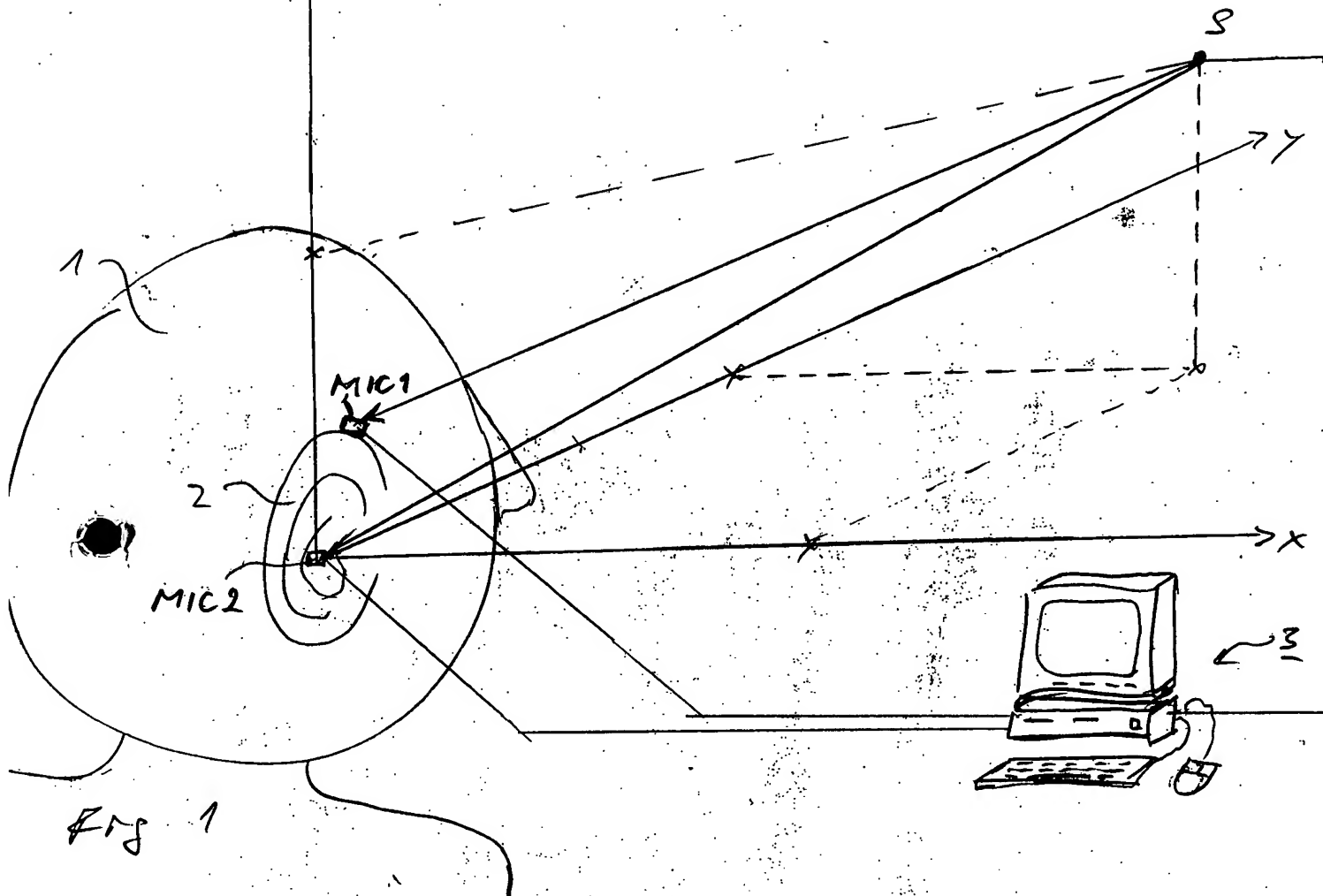


Fig 2

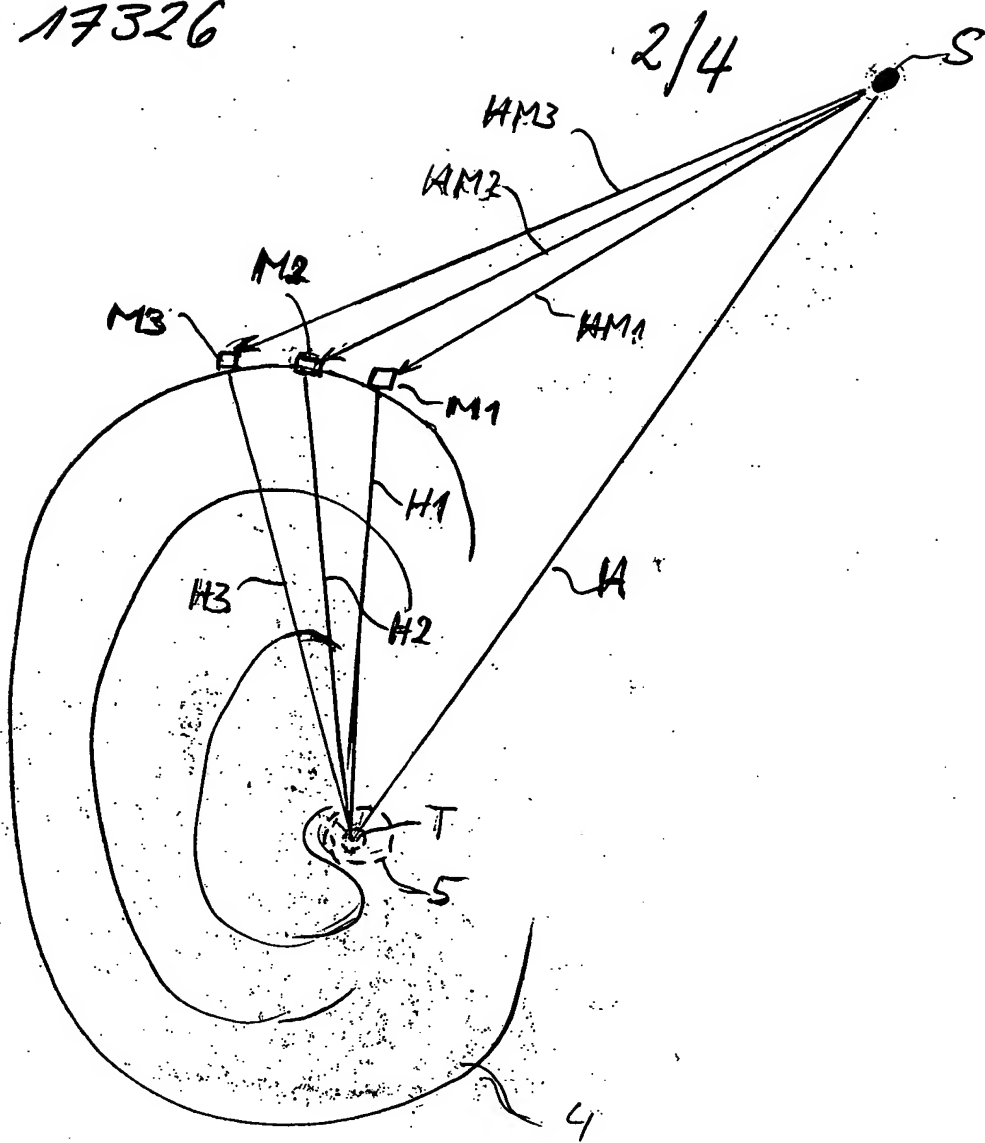


Fig 3

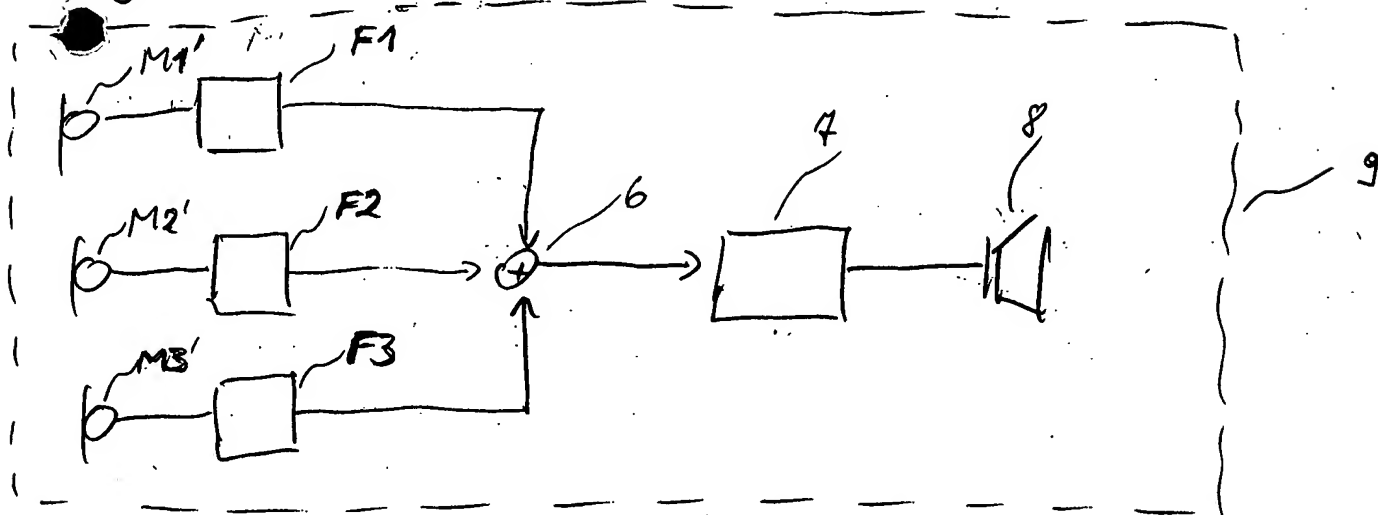
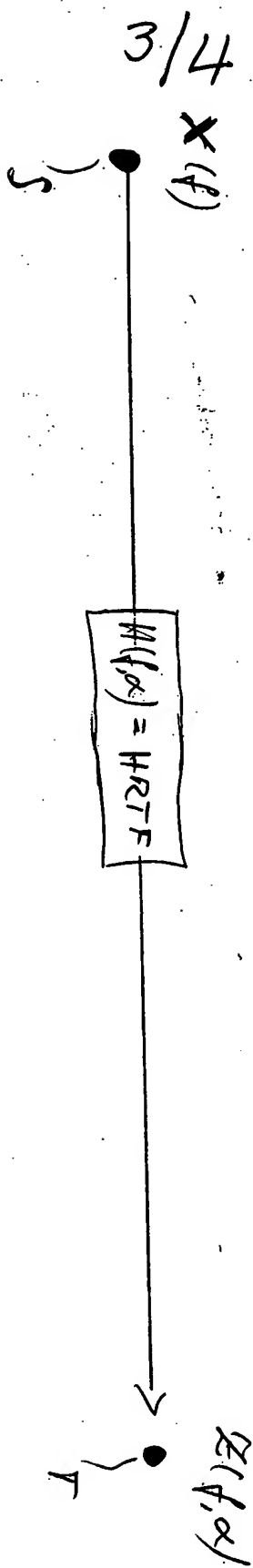


Fig 5

Fig 4



2002 17326

4/4

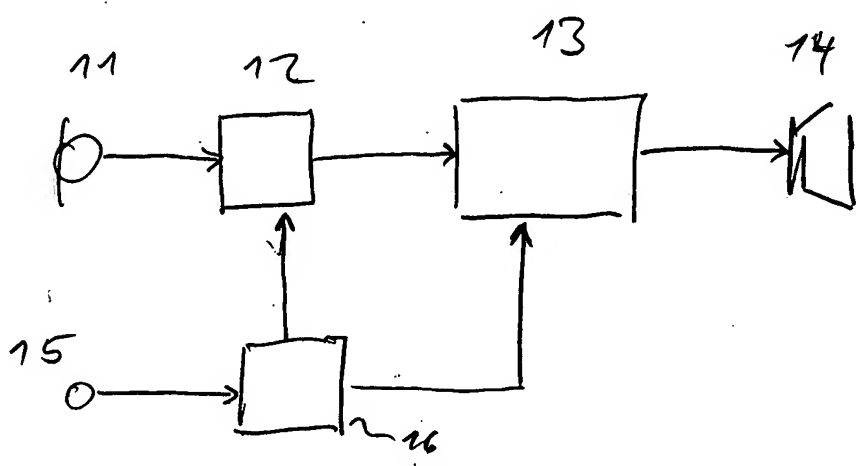


Fig 6

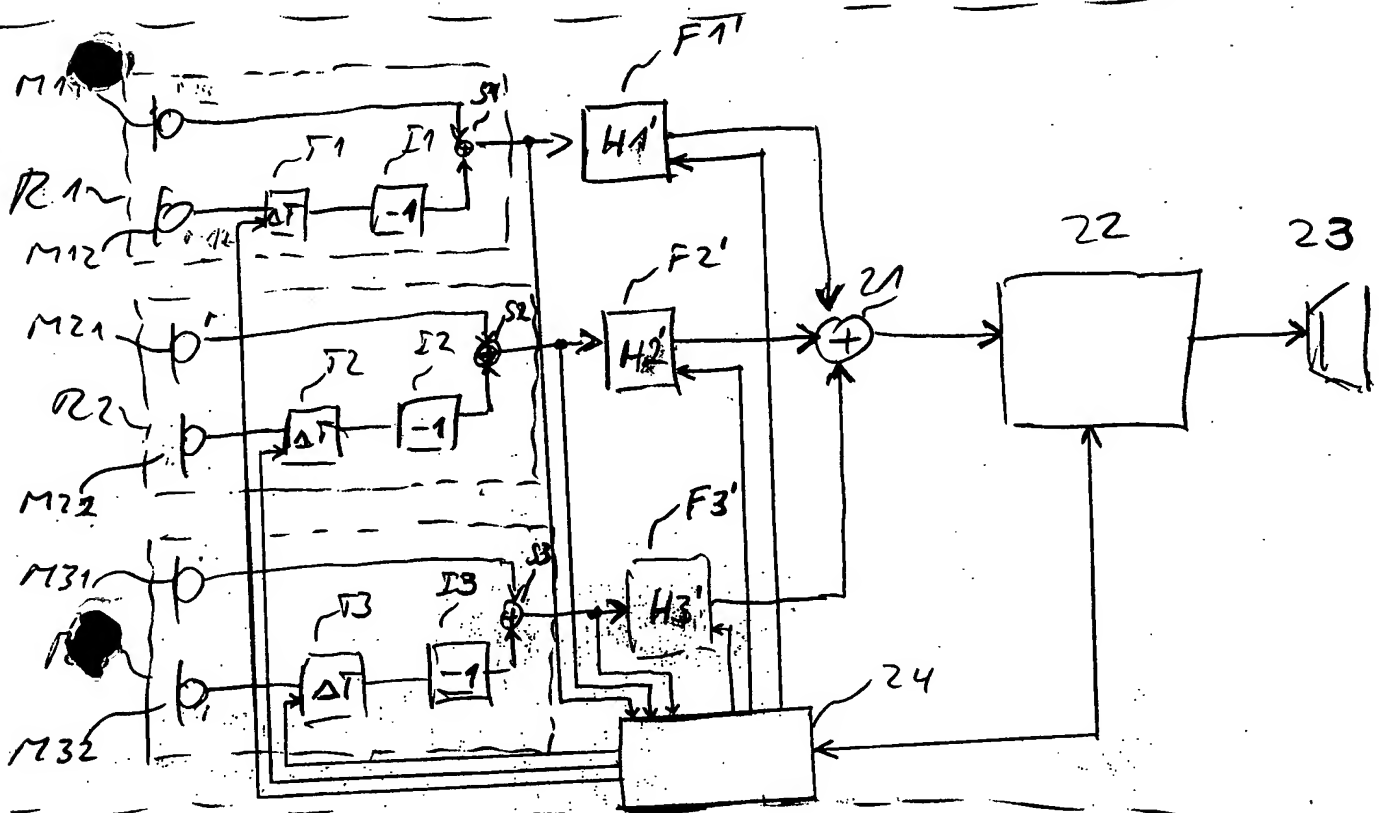


Fig 7

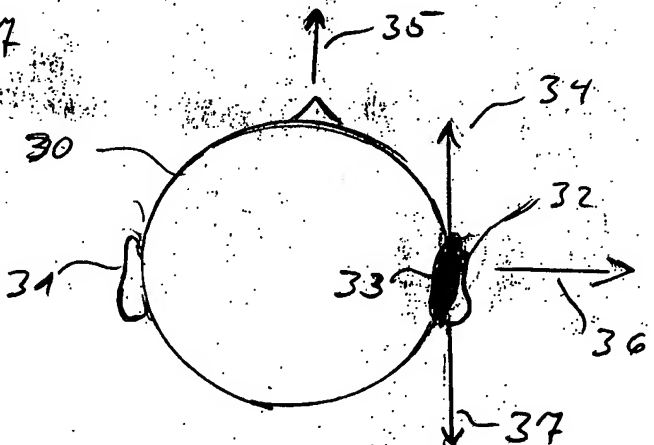


Fig 8

BEST AVAILABLE COPY